



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA PARAMETRŮ INFRAČERVENÉHO ZÁŘENÍ

ANALYSIS OF INFRARED ACQUISITION PARAMETERS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

FILIP ZEMBOL

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. PETR ČECH



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Filip Zembol

ID: 98530

Ročník: 3

Akademický rok: 2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Analýza parametrů infračerveného zobrazení

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s principem infračerveného (IR) zobrazení. Zaměřte se na studium parametrů, které se při IR akvizici uplatní. Prostudujte možnosti modelování IR akvizice.

Na základě rovnice termografie sestavte model IR akvizice. V prostředí Matlab realizujte navržený model tak, aby bylo možné demonstrovat vliv jednotlivých parametrů na výsledný obraz. Realizovaný model ověřte pomocí termokamery.

Výsledkem práce bude program včetně dokumentace a zhodnocení dosažených výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Drastich A: Infrazobrazovací systémy. Brno: VUT v Brně, FEI, ÚBMI, 2001.

[2] Drastich A: Netelevizní zobrazovací systémy. Brno: VUT v Brně, FEI, ÚBMI, 2001. s. (174 s.) ISBN: 80-214-1974-1.

Termín zadání: 8.2.2010

Termín odevzdání: 31.5.2010

Vedoucí práce: Ing. Petr Čech

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Anotace

Tématem mé práce je analýza parametrů infračerveného zobrazení a využití těchto parametrů pro sestavení termografické rovnice a programu v prostředí MATLAB, ve které graficky zobrazíme rovnici termografie a vliv jednotlivých veličin v ní vystupujících. V práci se nejprve seznámíme s infračerveným zářením, jeho typy a vlastnostmi. Pomocí jednotlivých vyzařovacích zákonů a rušivých elementů infračerveného záření bude sestaven vzorec, který bude ořezávat jednotlivé rušivé elementy povrchového teplotního reliéfu. Tento vzorec umožní vypočítat emisní povrchovou teplotu snímané scény (šedého tělesa) a odstraňovat tak elementy, které je ovlivňují výslednou teplotu snímané scény. Poté sestojíme program, který bude na základě rovnice termografie vyobrazovat model IR akvizice (termogram). Termogram se bude měnit v závislosti na změnách veličin v rovnici termografie. Změna bude vyjádřena posunem barevného spektra (termografickou stupnicí). Tento program tedy graficky reprezentuje změny veličin ovlivňujících výslednou scénu a umožní lepší pochopení vlivu a funkce jednotlivých veličin v termografické rovnici.

Klíčová slova

Infračervené záření, koeficient emisivity, koeficient reflexe, Matlab, spektrální intenzita záření, Stefan-Boltzmanův zákon, šedé těleso, termografická stupnice, termogram, vyzařovací zákony.

Abstract

The topic of my thesis is the analysis of parameters of the infrared imaging and the usage of these parameters for the design of a thermographic equation and a programme in the MATLAB environment in which the thermography formula and the influence of the particular quantities, which take part in it, will be graphically depicted. In the thesis we will first of all introduce the infrared radiation, its types and features. With the help of the particular radiation laws and distracting elements of the infrared radiation a formula trimming the distracting elements of the thermal relief will be designed. This formula will enable us to count the emission surface temperature of the scanned scene (grey body) and thus eliminate the elements influencing the resulting temperatures of the scanned scene. Furthermore, a programme which will image the IR acquisition model (thermogram) on the basis of the thermography equation will be designed. The thermogram will change in dependence on the changes of the thermography equation quantities. The change will be expressed by the shift of the color spectrum (thermographic scale). This programme graphically presents the changes of the quantities influencing the resulting scene and provides a better grasp of the influence and the function of particular quantities in the thermographic equation.

Keywords

Infrared radiation, emissivity coefficient, reflection coefficient, Matlab, spectral radiation intensity, Stefan-Boltzman Law, grey body, thermogram scale, thermogram, radiation principles.

Bibliografická citace mé práce:

ZEMBOL, F. *Analýza parametrů infračerveného zobrazení*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 44 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Petr Čech

BRNO, 2010

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Analýza parametrů infračerveného zobrazení jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 31. května 2010

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Petru Čechovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 31. května 2010

.....
podpis autora

OBSAH

1. Úvod	8
2. Infračervené záření a jeho místo v elektromagnetickém záření	9
2.1 Druhy infračerveného záření	9
2.2 Zdroje infračerveného záření.....	10
3. Vyzařovací zákony	11
3.1 Planckův vyzařovací zákon.....	11
3.2 Stefan-Boltzmanův zákon	14
3.3 Vyzařování v konečném intervalu spektra	15
3.4 Vyzařovací zákon pro šedá tělesa (ŠT).....	15
3.5 Kirchhoffův zákon	18
3.6 Vyzařování IR lidským tělem.....	19
4. Parametry ovlivňující výsledný teplotní reliéf snímané scény	20
Proces zobrazení	20
4.1 Vnitřní faktory ovlivňující povrchový teplotní reliéf.....	21
4.2 Vnější faktory ovlivňující povrchový teplotní reliéf.....	22
4.2.1 Vlastnosti snímaného povrchu	22
4.2.2 Topologie snímaného povrchu vzhledem k IR ZS	22
4.2.3 Rozměr snímaného objektu.....	23
4.2.4 Teplota okolního prostředí (vzduchu)	23
4.2.5 Vnější zdroje infračerveného záření a vliv radiace.....	24
4.2.6 Proudění vzduchu	25
4.2.7 Transparence vzduchu.....	25
4.2.8 Rovnice termografie měrné zářivosti	26
5. Modulace signálového radiačního toku primárním parametrickým polem	27
5.1 Modulace signálu změnou povrchové teploty.....	27
6. Snímání termogramu	29
6.1 Teplotní přizpůsobení pacienta.....	29
6.2 Klid pacienta	29
6.3 Podložka těla.....	29
6.4 Úprava povrchu těla pacienta	30
6.5 Depilace a nežádoucí látky	30
6.6 Poloha pacienta, úhel snímání termogramu a vhodná velikost zorného pole	30
7. Použití termografie v lékařství	31
7.1 Využití v onkologii	31
7.1.1 Nádory štítné žlázy	31
7.1.2 Nádory slinných žláz	31
7.1.3 Gynekologické nádory	31
7.1.4 Nádory plic.....	32
7.2 Využití v neurologii	32
7.2.1 Termogram ruky.....	32
7.3 Angiologie	32
7.4 Revmatologie	32

8.	Analýza termogramu	33
9.	Popis a funkce programu.....	34
10.	Vyhodnocení termogramů.....	36
10.1	Změna míry vyzařování	36
10.1.1	Zvýšení míry vyzařování	36
10.1.2	Snížení míry vyzařování.....	37
10.2	Změna teploty okolní atmosféry	37
10.2.1	Zvýšení teploty okolní atmosféry	37
10.2.2	Snížení teploty okolní atmosféry	38
10.3	Změna reflektované teploty	38
10.3.1	Zvýšení teploty reflektované.....	38
10.3.2	Snížení teploty reflektované.....	39
10.4	Změna koeficientu emisivity	39
10.4.1	Zvýšení koeficientu emisivity	39
10.4.2	Snížení koeficientu emisivity	40
10.5	Změna koeficientu propustnosti (transmise)	40
10.5.1	Zvýšení koeficientu propustnosti.....	40
10.5.2	Snížení koeficientu propustnosti.....	41
11.	Závěr	42
12.	Seznam literatury	44

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek č.1: Planckův vyzařovací zákon v energetickém tvaru.....	12
Obrázek č.2: Planckův vyzařovací zákon ve fotonovém tvaru.....	13
Obrázek č.3: 3D prezentace Planckova vyzařovacího zákona v energetickém tvaru....	13
Obrázek č.4: Stefan-Boltzmanův zákon vyjadřující nelinearitu transformace tepelné energie na zářivou.....	14
Obrázek č.5: Spektrální závislost emisivity některých materiálů	17
Obrázek č.6: Průběh spektrální intenzity a spektrální emisivity AČT, ŠT a selektivního zářiče	17
Obrázek č.7: Obecné schéma procesu zobrazení pomocí IRZS	20
Obrázek č.8: Proces infrazobrazení a parametry ovlivňující výslednou teplotu.....	26
Obrázek č.9: Termogram s termografickou stupnicí.....	26
Obrázek č.10: Termogram s termografickou stupnic.....	33
Obrázek č.11: Srovnávací termogram.....	36
Obrázek č.12: Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného.....	36
Obrázek č.13: Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného.....	37
Obrázek č.14: Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného.....	37
Obrázek č.15: Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného.....	38
Obrázek č.16: Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného.....	38
Obrázek č.17: Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného.....	39
Obrázek č.18: Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného.....	39
Obrázek č.19: Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného.....	40
Obrázek č.20: Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného.....	40
Obrázek č.21: Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného.....	41

1. Úvod

Cílem mé práce je seznámit se s elektromagnetickým zářením, specificky infračerveným zářením. Na základě jednotlivých parametrů, které se při IR akvizici (vyzařovacích zákonů a parametrů ovlivňující snímanou scénu) uplatní, sestavit vzorec a využít jej pro vytvoření programu v prostředí MATLAB, který bude počítat spektrální intenzitu vyzařování a zobrazovat termogram (teplotní povrch lidského těla). Termogram bude zobrazovat teplotu povrchu těla bez vnějších faktorů.

Nejprve bude tato práce zaměřena na studium infračerveného záření, jeho typů a jednotlivých vlnových délek příslušejících infračervenému spektru. Jelikož bude snímán emisní povrchový reliéf teploty těla člověka mající vlastnosti šedého tělesa, zaměříme se na vyzařovací zákony popisující jeho spektrální intenzitu záření. Na základě vyzařovacích zákonů budou získány parametry ovlivňující teplotní reliéf povrchu snímaného tělesa. Tyto informace o jednotlivých parametrech, které ovlivňují výslednou scénu (teplotní reliéf povrchu těla), budou použity pro sestavení rovnice termografie.

V praktické části vytvoříme program pro analýzu termografické rovnice v prostředí MATLAB. Program bude sloužit jako praktická ukázka, jak mohou jednotlivé vnější a vnitřní parametry ovlivňovat výslednou zobrazovanou scénu (teplotní reliéf povrchu těla). Při změně jednotlivých parametrů v rovnici termografie bude termogram měnit své teplotní spektrum a názorně zobrazí, jakým způsobem parametry termografické rovnice ovlivňují zobrazovanou scénu. Tyto změny budou doprovázeny nejen změnou výsledné teploty, ale i posunem barev v termografické stupnici pro dané barevné spektrum.

2. Infračervené záření a jeho místo v elektromagnetickém záření

Elektromagnetické záření je kombinací příčného postupného vlnění magnetického a elektrického pole neboli elektromagnetického pole. Jakýkoli elektrický náboj pohybující se s nenulovým zrychlením vyzařuje elektromagnetické vlnění. Toto vlnění lze vyjádřit vzorcem $E = h \cdot f$, kde h je Planckova konstanta ($h = 4,14 \times 10^{-15} \text{ eV} \cdot \text{s}$) a f je frekvence příslušející dané vlně. Částicí elektromagnetického vlnění je foton. Toto elektromagnetické záření se dělí na několik jednotlivých částí, kde oblastí s nejnižší frekvencí je gama záření a s nejvyšší radiové vlny. Nás však bude nejvíce zajímat oblast blízká viditelnému světlu a to konkrétněji oblasti s vyšší frekvencí (300 GHz - 400 THz) a tedy nižší vlnové délce ($0,75 \mu\text{m}$ - 1mm), infračerveného záření.

IR oblast byla poprvé objevena W. Herschelem (1738 - 1822) v roce 1801, kdy jeho syn poprvé zavedl termín Termografie. Od toho je odvozen termogram, což je obraz povrchového teplotního reliéfu snímaného objektu. Tento termogram nese informace nejen o vnitřním stavu a struktuře, ale i o jeho povrchových vlastnostech. Vnitřní stav ovlivňuje tvorbu energie, a struktura určuje jak tato energie bude vyzařována. Odtud můžeme usoudit, že termogram nám dává více informací, než-li informace spojené s generací teplotního reliéfu, ale také přeměny tepelné energie hmoty na IR záření, [4,5].

2.1 Druhy infračerveného záření

Obrazem energetického stavu, který je dán rotačně vibračními kmity atomů molekul živé i neživé hmoty, je teplota. Ta určuje tepelnou energii hmoty. Úkolem IR zobrazení je právě časová a prostorová distribuce povrchové teploty. Infračervené záření se nachází v oblasti $0,75 \mu\text{m}$ - 1mm, kterou můžeme rozdělit na jednotlivé sekce:

Oblast IR	Vlnová délka	Zkratka
Blízká infraoblast	$0,75 \mu\text{m}$ - $3 \mu\text{m}$	NWIR
Střední infraoblast	$3 \mu\text{m}$ - $5 \mu\text{m}$	MWIR
Vzdálená infraoblast	$5 \mu\text{m}$ - $15 \mu\text{m}$	LWIR
Velmi vzdálená infraoblast	$15 \mu\text{m}$ - 1 mm	VLWIR

Tabulka č.1 Infraoblasti

Další dělení:

- blízké ($0,76 - 5 \mu\text{m}$)
- střední ($5 - 30 \mu\text{m}$)
- dlouhé ($30 - 1000 \mu\text{m}$)

Pásmu mezi $100 \mu\text{m}$ a 1 mm se říká také submilimetrové vlny nebo terahertzové záření, [1,4].

2.2 Zdroje infračerveného záření

Zářivá energie IR záření může být generována:

- luminiscenčními zdroji
- radiovými zdroji
- tepelnými zdroji

Pro nás jsou však nejdůležitější zdroje tepelné, jelikož generace vyzařované energie radiovými a luminiscenčními zdroji podléhá specifickým zákonitostem, v našem případě se na termogramu objeví jako parazitní modulace. Tepelné zdroje jsou specifické, tím že generace zářivého toku je zprostředkována tepelnou energií způsobenou rotačně-vibračními kmity atomů a molekul.

Z toho tedy vyplývá, že zdrojem tepelného záření jsou všechna nám známá tělesa, která mají teplotu vyšší než absolutní nulu 0 [K] . Proto je kolem nás vytvářeno energetické pozadí, vyplňující veškerý prostor, který toto šíření umožňuje, [1,3].

Absolutně černé těleso:

Absolutně černé těleso neboli černé těleso je ideální těleso, které pohlcuje veškeré záření na něj dopadající ve všech vlnových délkách. Nejen že je absolutně černé těleso ideální absorbent záření, ale současně je i ideálním zářičem. Absolutně černé těleso tedy vyzařuje na vlnových délkách při dané teplotě maximální dosažitelnou energii záření, [6].

3. Vyzařovací zákony

3.1 Planckův vyzařovací zákon

Kvantová hypotéza šíření zářivé energie umožnila formulovat zákon tepelného vyzařování absolutně černého tělesa.

Tento zákon je vyjádřením závislosti intenzity záření za předpokladu, že zářičem je AČT při absolutní teplotě T [K] a frekvence. Spektrální měrnou zářivost ideálního zdroje, kterým je AČT při absolutní teplotě, lze podle tohoto zákona vyjádřit v energetickém tvaru. Kde spektrální měrná zářivost odpovídá výkonu generovanému z povrchu zdroje na dané vlnové délce do jednotkového prostorového úhlu, [1].

Spektrální měrná zářivost v energetickém stavu:

$$L_{e,\lambda}(T) = \frac{2 \cdot h \cdot c^2}{\lambda^5} \cdot \left[\exp \cdot \left(\frac{c \cdot h}{k_B \cdot \lambda \cdot T} \right) - 1 \right]^{-1} \quad \text{nebo ve tvaru} \quad (1)$$

$$L_{e,\lambda}(T) = \frac{C_1}{\lambda^5} \cdot \left[\exp \cdot \left(\frac{C_2}{\lambda \cdot T} \right) - 1 \right]^{-1} \quad [\text{W} \cdot \text{sr}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \mu\text{m}^{-1}] \quad (2)$$

Spektrální měrná zářivost ve fotonovém tvaru:

- víme že $e_p = h \cdot \nu = h \cdot c / \lambda$, proto

$$L_{p,T}(\lambda, T) = \frac{2 \cdot c}{\lambda^4} \left[\exp \cdot \left(\frac{c \cdot h}{k_B \cdot \lambda \cdot T} \right) - 1 \right]^{-1} \quad [\text{foton} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{sr}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \mu\text{m}^{-1}] \quad (3)$$

Kde : $h = 6,6256 \cdot 10^{-34} [\text{J} \cdot \text{s}]$ Planckova konstanta
 $k_B = 1,3805 \cdot 10^{-23} [\text{J} \cdot \text{K}^{-1}]$ Boltzmanova konstanta
 $c = 2,9979 \cdot 10^8 [\text{m} \cdot \text{s}^{-1}]$ rychlost šíření světla ve vakuu
 $C_1 = 1,191 \cdot 10^{-16} [\text{W} \cdot \text{m}^2]$ první vyzařovací konstanta
 $C_2 = 1,4388 \cdot 10^{-2} [\text{K} \cdot \text{m}]$ druhá vyzařovací konstanta

Jelikož vyzařování AČT není závislé na směru šíření, lze jeho spektrální intenzitu vyzařování $M_\lambda(T)$ vyjádřit vzorcem:

$$\text{V energetickém tvaru: } M_{e,\lambda}(\lambda, T) = \pi \cdot L_{e,\lambda}(\lambda, T) \quad [\text{W} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \mu\text{m}^{-1}] \quad (4)$$

$$\text{Ve fotonovém tvaru: } M_{p,\lambda}(\lambda, T) = \pi \cdot L_{p,\lambda}(\lambda, T) \quad [\text{foton} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \mu\text{m}^{-1}] \quad (5)$$

Nutno podotknout, že AČT se tedy chová jako ideální Lambertovský zářič, [1].

Lambertův zákon

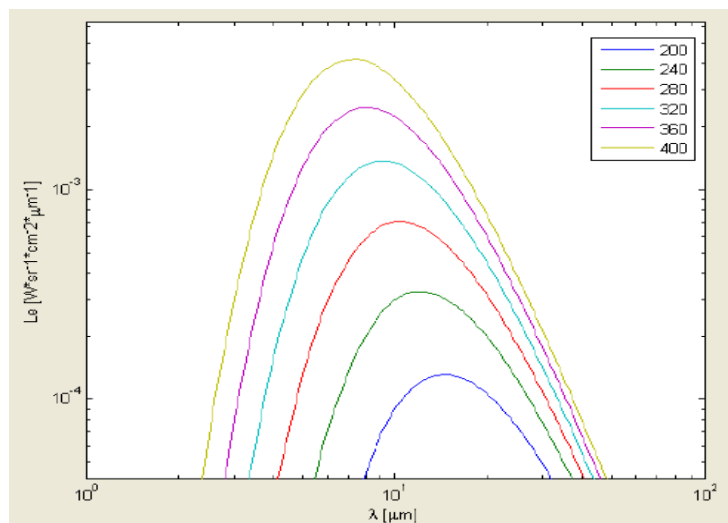
Zářivost emitovaná z povrchu tělesa není rovnoměrně rozložena v závislosti na úhlu vyzařování. Měrná zářivost Lambertovského zářiče je však nezávislá na úhlu vyzařování Θ . Úhlová distribuce zářivosti $I(\Theta)$ je závislá na kosinu jejího úhlu od povrchové normály. Lambertův zákon:

$$I(\Theta) = I_0 \cdot \cos \Theta \quad (6)$$

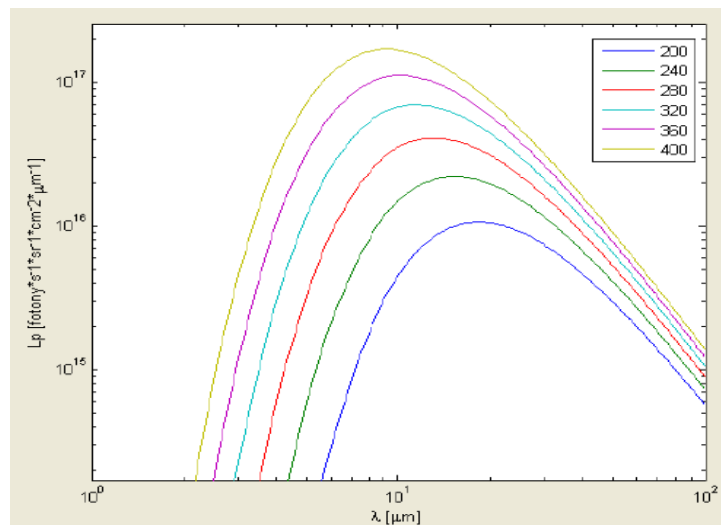
Intenzita vyzařování M pro Lambertovské povrchy:

$$M = \pi \cdot L \quad (7)$$

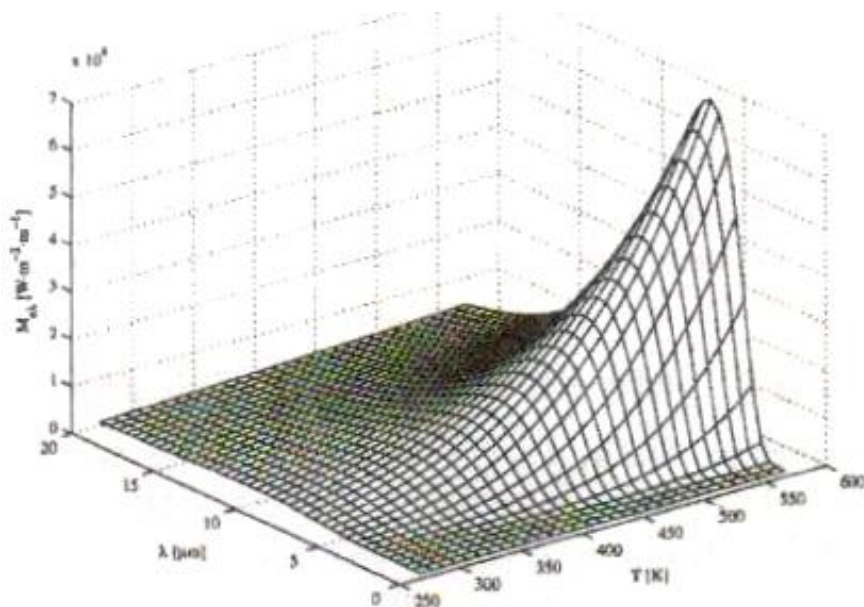
Koeficient úměrnosti π ukazuje, že vlivem Lambertova zákona se uplatní u rovinných povrchů pouze polovina intenzity vyzařování, nežli by se mohlo očekávat pro povrch vyzařující do 2π steradiánů. Pro izotropní bodové zářiče je konstanta úměrnosti rovna 2π . Nelambetrovské rovinné zářiče budou mít koeficient úměrnosti menší než-li π , [1].



Obrázek č.1 Planckův vyzařovací zákon v energetickém tvaru,[8]



Obrázek č.2 Planckův vyzařovací zákon ve fotonovém tvaru,[8]



Obrázek č.3 3D prezentace Planckova vyzařovacího zákona v energetickém tvaru,[8]

3.2 Stefan-Boltzmanův zákon

Popisuje celkový zářivý výkon absolutně černého tělesa, jenž je generován z jednotky plochy zdroje na všech vlnových délkách při zvolené teplotě. Lze jej vyvodit z Planckova vyzařovacího zákona, [1,3].

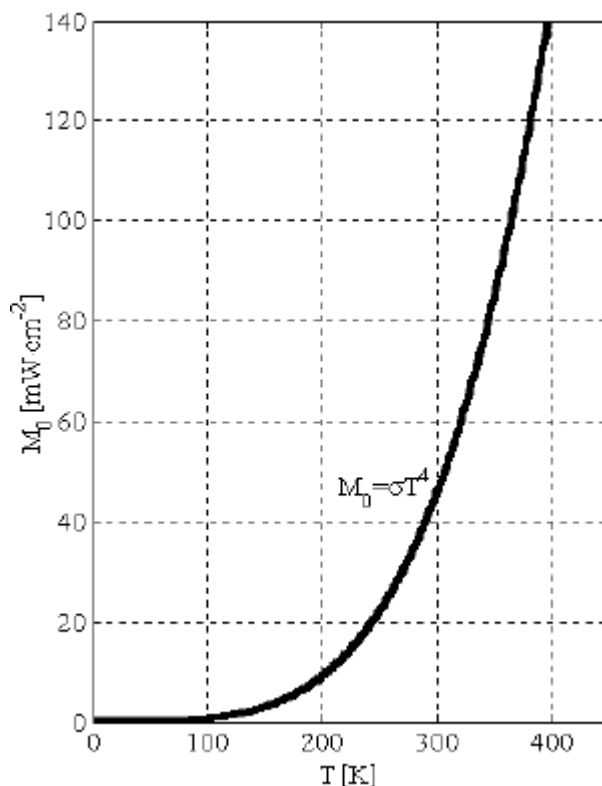
V energetickém tvaru:

$$M_e(T) = \int_0^{\infty} M_{e,\lambda}(\lambda, T) d\lambda = \frac{2 \cdot \pi^5 \cdot k^4}{15 \cdot c^2 \cdot h^3} \cdot T^4 = \sigma_e \cdot T^4 \quad [\text{W} \cdot \text{cm}^{-2}]. \quad (8)$$

Ve fotonovém tvaru :

$$M_e(T) = \int_0^{\infty} M_{p,\lambda}(\lambda, T) d\lambda = \sigma_p \cdot T^3 \quad [\text{foton} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}], \quad (9)$$

kde: $\sigma_e \approx 5,67 \cdot 10^{-12} [\text{W} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}]$ Stefan-Boltzmanova konstanta
 $\sigma_p \approx 1,52 \cdot 10^{11} [\text{foton} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{K}^{-3}]$ Stefan-Boltzmanova konstanta ve fotonovém tvaru



Obrázek č.4 Stefan-Boltzmanův zákon vyjadřující nelinearitu transformace tepelné energie na zářivou,[8]

3.3 Vyzařování v konečném intervalu spektra

Spektrální citlivost detektorů IR záření je velmi omezena, proto stanovujeme výkon záření konečného spektrálního intervalu generovaného z jednotky plochy pro absolutně černá tělesa.

Výkon záření v konečném spektru intervalu:

$$\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} M_{e,\lambda}(\lambda, T) d\lambda = \int_0^{\lambda_2} M_{e,\lambda}(\lambda, T) d\lambda - \int_0^{\lambda_1} M_{e,\lambda}(\lambda, T) d\lambda \quad (10)$$

Dreyfusův vztah:

Tento vztah je zjednodušením předešlého vzorce pro praxi. Lze ho použít jen tehdy, pokud šířka spektrálního okna je malá. Teploty pozadí a teploty snímané scény se nesmí výrazně lišit.

$$M_{e,\lambda}(\lambda, \Delta\lambda, T) = \sigma \cdot T^n, \quad (11)$$

n je dáno umístěním spektrálního okna (velikostí $\Delta\lambda$ a absolutní hodnotou λ_1, λ_2), [1].

3.4 Vyzařovací zákon pro šedá tělesa (ŠT)

Obecné radiační zdroje se popisují koeficientem emisivity. Emisivita u obecných těles je ε_T , nabývá hodnot $\varepsilon_T \leq 1$. Vyjadřuje poměr intenzity vyzařování obecného tělesa H_E k intenzitě vyzařování AČT H_{EO} při stejné teplotě $T(K)$.

Výpočet spektrální emisivity:

$$\varepsilon(\lambda, T) = \frac{M_{e,\lambda}(\lambda, T)_{zdroj}}{M_{e,\lambda}(\lambda, T)_{AČT}} \quad (12)$$

Výpočet emisivity:

$$\varepsilon_T = \frac{H_E}{H_{OE}} \quad (13)$$

Koeficient emisivity nabývá hodnot v intervalu $\varepsilon \in \langle 0,1 \rangle$ a je závislý na :

- typu materiálu zdroje
- vlastnostech povrchu snímané scény
- vlnové délce
- teplotě materiálu
- směru vyzařování

kde: Absolutně černá tělesa (AČT)..... $\varepsilon(\lambda) = 1$, platí pro všechny vlnové délky infračerveného spektra

Šedá tělesa (ŠT)..... $\varepsilon(\lambda) < 0,1$ ale konstantní, tedy nezávisí na λ

Selektivní zdroje..... $\varepsilon(\lambda)$ se mění v závislosti na λ . Závisí na typu materiálu a povrchu materiálu snímaného objektu, tato závislost je velmi složitá.

Difuzní zdroj.....zářič, který je Lambertovský, tedy jeho emisivita se nemění v závislosti na úhlu vyzařování

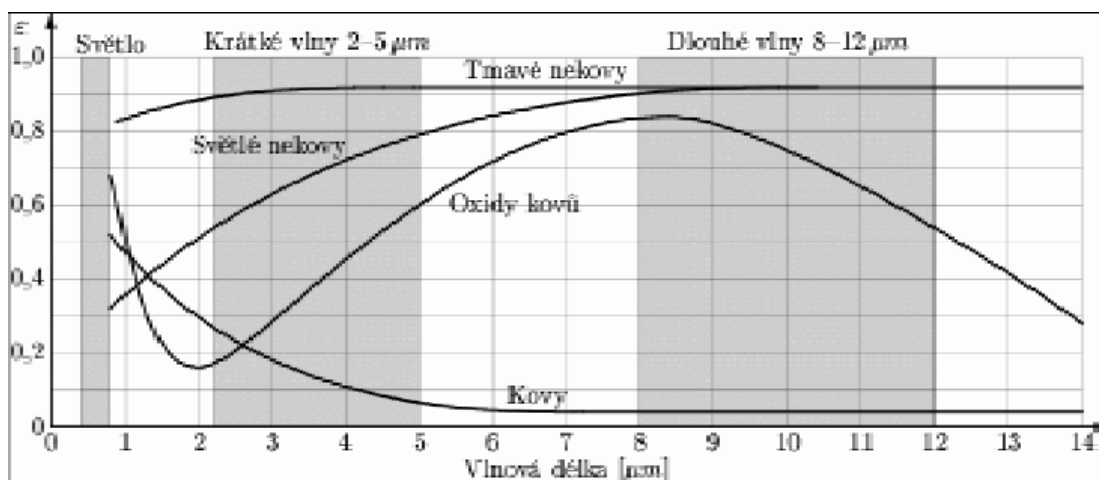
Pro ideální Lambertovské zářiče (AČT) je velikost koeficientu emisivity nezávislá na směru vyzařování. Naopak obecné selektivní zdroje vykazují směrovou závislost emisivity ε . Šedé zářiče jsou Lambertovskými zářiči, jejich vyzařování je však na všech vlnových délkách ε -krát menší než vyzařování absolutně černého tělesa (AČT), [1,3].

Vyzařovací zákony pro šedá tělesa:

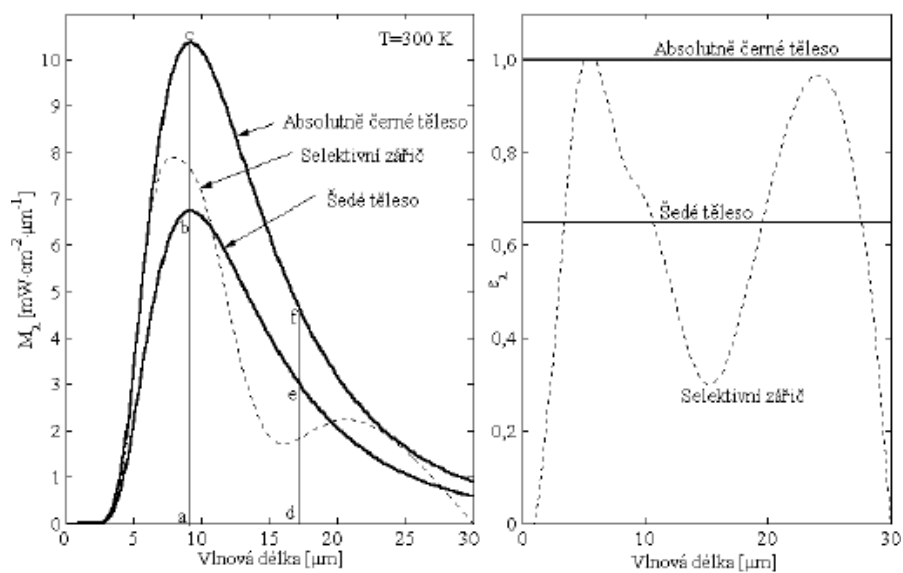
$$L_{e,\lambda}^{\text{ŠT}}(T) = \varepsilon \cdot \frac{C_1}{\lambda^5} \left[\exp\left(\frac{C_2}{\lambda \cdot T}\right) - 1 \right]^{-1} \quad (14)$$

$$M_e^{\text{ŠT}}(T) = \varepsilon \cdot \int_0^\infty M_{e,\lambda}(\lambda \cdot T) d\lambda = \varepsilon \cdot \frac{2 \cdot \pi^5 \cdot k^4}{15 \cdot c^2 \cdot h^3} \cdot T^4 = \varepsilon \cdot \sigma_e \cdot T^4 \quad (15)$$

$$M_{e,\Delta\lambda}^{\text{ŠT}}(\lambda, \Delta\lambda, T) = \varepsilon \cdot \sigma \cdot T^n \quad (16)$$



Obrázek č.5 Spektrální závislost emisivity některých materiálů,[1]



Obrázek č.6 Průběh spektrální intenzity a spektrální emisivity AČT, ŠT a selektivního zářiče,[8]

3.5 Kirchhoffův zákon

V každé dutině obklopené stejně teplými tělesy vznikne univerzální záření (záření černého tělesa) závislé jen na teplotě stěn, ne však na jejich druhu. Na toto dutinové záření lze vztáhnout intenzitu vyzařování jakéhokoliv tělesa, jsou-li známy jeho absorpce a index lomu, [1,7].

V závislostech na vlastnostech těles nedopadající tok Φ může rozdělit na tři složky:

$$\Phi = \Phi_{\text{pohlčený}} + \Phi_{\text{odražený}} + \Phi_{\text{prošlý}}$$

- koeficient pohltivosti (absorpce): $\alpha = \Phi_{\text{pohlčený}}/\Phi$
- koeficient odrazivosti (reflexe): $\rho = \Phi_{\text{odražený}}/\Phi$
- koeficient propustnosti (transmise): $\tau = \Phi_{\text{prošlý}}/\Phi$

$$1 = \alpha + \rho + \tau$$

Velikost jednotlivých koeficientů určuje, zda se těleso bude chovat jako:

- AČT: dokonalý přijímač (absorber): $\alpha = 1$, $\rho = 0$, $\tau = 0$
- ŠT : $\alpha < 1$ ale konstantní, $\rho = 1 - \alpha$, $\tau = 0$
- antireflexní materiál: $\alpha + \tau = 1$, $\rho = 0$
- zrcadlo: dokonalý reflektor: $\alpha = 0$, $\rho = 1$, $\tau = 0$
- dokonale propustný: ideální optické okno: $\alpha = 0$, $\rho = 1$, $\tau = 0$
- matný: opacitní materiál: $\alpha + \rho = 1$, $\tau = 0$
- obecný materiál: $0 \neq (\alpha, \rho, \tau) \neq 1$

K získání termodynamické rovnováhy tělesa nacházejícího se v IF poli:

$$\text{Absorbovaný výkon } [W] = \alpha \cdot E [W \cdot m^{-2}] \cdot \text{plocha } [m^2] = \varepsilon \cdot M [W \cdot m^{-2}] \cdot \text{plocha } [m^2] = \text{vyzařovaný výkon } [W],$$

kde: E.....ozáření (expozice)

M..... intenzita vyzařování

Lze tedy říci, že v zájmu zachování energie musí být v termodynamické rovnováze emitovaný tok a absorbovaný tok na všech vlnových délkách ve všech směrech při dané teplotě stejný, [1,7].

Kirchhoffův zákon:

$$\alpha(\lambda, \Theta, T) = \varepsilon(\lambda, \Theta, T) \quad (17)$$

$$\frac{L_{e,\lambda}(T)}{\alpha_{\lambda}(T)} = \frac{M_{e,\lambda}(T)}{\pi \cdot \alpha_{\lambda}(T)} \quad (18)$$

Neplatí pro luminiscenci nebo nebylo-li dosaženo termodynamické rovnováhy.

3.6 Vyzařování IR lidským tělem

Povrch lidského těla tvořený suchou neochlupenou pokožkou je možno z hlediska vyzařování infračerveného záření charakterizovat vlastnostmi:

Fyzikální veličina	Fyzikální rozměr	AČT	Lidské tělo
$\lambda_{e,max}(T = 310\text{ K})$	μm	9,2903	9,2903
$M_{e,Max}(T = 310\text{ K})$	$\text{W.cm}^{-2}.\mu\text{m}^{-1}$	$3,7098.10^{-3}$	$3,635.10^{-3}$
$M_{e(0-nekonečno)}(T = 310\text{ K})$	W.cm^{-2}	$5,2635.10^{-2}$	$5,162.10^{-2}$
$L_{e,(0-nekonečno)}(T = 310\text{ K})$	$\text{W.cm}^{-2}.\text{sr}^{-1}$	$1,6750.10^{-2}$	$1,642.10^{-2}$

Tabulka č.2 vyzařovací vlastnosti AČT a povrchu lidského těla

- Suchý neochlupený rovinný povrch lidského těla se v nespektrálním intervalu nad 6 μm chová jako téměř dokonalé černé těleso nezávislé na barvě pokožky. Pro velmi přesná měření je však nutno jej považovat za šedý zářič $\varepsilon = 0,98$ až $0,99$.
- Ve spektrálním intervalu 3 až 6 μm se chová povrch lidského těla jako selektivní zářič.
- Pro vlnové délky kratší než 3 μm je povrch kůže částečně transparentní, nejvíce v oblasti 0,9 až 1,3 μm . Propustnost je však velmi malá (z hloubky 1 mm asi 18%, ze 2 mm asi 5% a ze 3 mm jen asi 1%).

Pokožka není ideální Lambertovský zářič. Pro praxi je nutno brát tuto skutečnost v úvahu, svírá-li povrch kůže s optickou osou IR ZS úhel větší než 35° a 40° , [1].

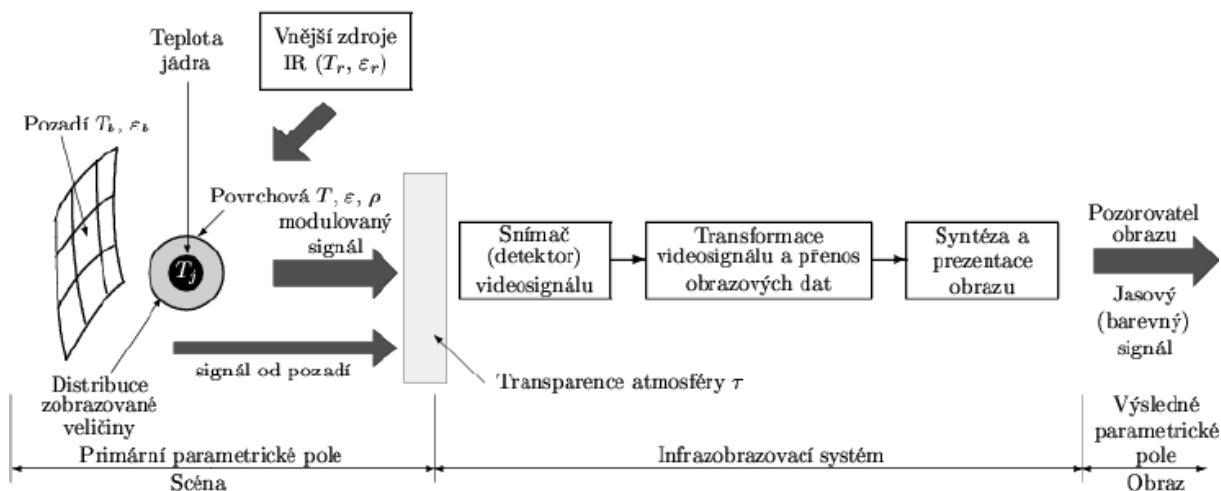
4. Parametry ovlivňující výsledný teplotní reliéf snímané scény

Ze vzorců Planckova vyzařovacího zákona pro spektrální měrnou zářivost, Stefan-Boltzmanova zákona pro celkový zářivý výkon v energetické, ale i ve fotonovém vztahu a také pro vyzařování v konečném intervalu spektra z Dreyfusova vztahu vyplývá, že velikost emitovaného signálu z absolutně černého tělesa je přímo úměrná absolutní teplotě T , její vlnové délce λ a její emisivitě ε , která se vztahuje pro šedá tělesa.

Proto AČT vytvářejí jednoparametrické primární pole, jelikož mají jeden parametr, jímž je absolutní teplota T . Šedá tělesa mají o jeden parametr emisivitu ε víc a absolutní teplotu T , proto vytváří dvojparametrické pole. U obecných zářičů lze provádět jen srovnávací měření, [1,3].

Proces zobrazení

Signálový radiační tok detekovaný IR ZS je determinován jednak tokem od vlastního snímaného objektu jednak tokem od pozadí a vnějších radiačních zdrojů. Situace je navíc komplikována skutečností, že detekovaný IR zářivý tok je ovlivněn teplotou a transparentností atmosféry, ochlazováním objektů prouděním vzduchu a u obecných zdrojů (objektů ve scéně) i směrovostí jejich vyzařování. Také tvorba povrchového teplotního reliéfu je ovlivněna skladbou snímaného objektu a existencí vnitřních zdrojů tepelné energie. Jeví se proto jako účelné definovat tzv. vnitřní a vnější faktory generace a detekce povrchového teplotního reliéfu, [1,3].



Obrázek č.7 Obecné schéma procesu zobrazení pomocí IR ZS, [1]

4.1 Vnitřní faktory ovlivňující povrchový teplotní reliéf

Mezi ně se hlavně řadí faktory, které ovlivní generaci a šíření tepelné energie (tepla) a nelze je ovlivnit při zobrazování teplotního reliéfu. Víme, že teplo se šíří kondukcí, konvekcí a radiací. Nás v tomto případě bude zajímat šíření konvekcí (sáláním) a kondukcí (prouděním), proto výsledný teplotní reliéf ovlivní skladbu a vlastnosti snímané scény. Také musíme brát v úvahu vnitřní energetické děje odehrávající se ve snímané scéně. K těmto vlastnostem patří vodivost tepla, rychlost a viskozita proudící kapaliny.

Důležité je zmínit vnitřní faktory generace a detekce povrchového teplotního reliéfu u lidí. U živých objektů jsou tato specifika jiná, jelikož v živém organismu dochází k mnoha biochemickým reakcím, které mohou ovlivnit výsledný teplotní reliéf snímaného objektu. Tyto biochemické reakce (metabolismus) jsou přeměny látkové a energetické. V potravě přijímáme tuky, cukry a bílkoviny, jejichž rozkladem dojde k uvolnění energie, kterou organismus využívá k činnosti orgánů, pohybu a udržení teploty tělesného jádra.

Odtud tedy vychází, že živé organismy jsou homoiotermní (schopnost udržení teploty tělesného jádra na stálé teplotě, aniž by jej ovlivnila teplota okolního prostředí (v určitém teplotním rozmezí)). Tělo vytváří teplo neustále 24 hodin denně, proto musí organismus odvádět nadbytek tohoto tepla (tepelné energie). Samozřejmě, že v případě nedostatku příjmu energie (potravy, tekutin) si tělo snaží uchovat co nejvíce tepelné energie a zvýšit tvorbu tepla. Centrem termoregulace je hypotalamus, kde se vyskytují termoreceptory reagující na změny teploty tělesného jádra. Tato termoregulace se dělí na fyzikální termoregulaci a chemickou termoregulaci.

- **Fyzikální:** vedení tepla mezi tkáněmi, vasokonstrikce a vasodilatace cévního řečiště, evaporace potu a radiace IR části spektra z povrchu kůže
- **Chemická:** metabolické děje (biochemické děje látkové výměny v buňkách)

Z uvedených termoregulací pro vnitřní faktory ovlivňující teplotní reliéf vyplývá, že je výsledný obraz ovlivněn vegetativním a centrálním nervovým systémem a funkcí žláz s vnitřní sekrecí. Mohou zde být i změny způsobené patologickými změnami na cévním řečišti, psychickými poruchami, nádory s vyšší metabolickou činností a velkým množstvím tuku na těle či otoky. Nutno tedy brát v úvahu i genetický faktor, [1,3].

4.2 Vnější faktory ovlivňující povrchový teplotní reliéf

Mezi ně řadíme především faktory, které ovlivňují povrchový teplotní reliéf a jeho obraz a jsou závislé na okolním prostředí, ve kterém se pozorovaný objekt nachází.

Ve srovnání s vnitřními faktory lze některé vnější faktory ovlivnit vhodným seskupením a uspořádáním soustavy.

- **Vlastnosti snímaného povrchu** (emisivita a reflexe)
- **Topologie snímaného povrchu vzhledem k IR ZS** (směrovost vyzařování)
- **Velikost snímaného objektu** (bodový nebo plošný zdroj)
- **Teplota okolního prostředí** (vzduchu)
- **Vnější zdroje infračerveného záření**
- **Radiace pozadí**
- **Proudění a vlhkost vzduchu**
- **Transparence vzduchu**

4.2.1 Vlastnosti snímaného povrchu

Pro neživé objekty: Selektivní zářiče, ŠT a AČT mají různý koeficient emisivity a reflexe, který ovlivňuje výsledný povrchový teplotní reliéf snímaného tělesa.

Pro člověka: Lidské tělo je pokryto kůží, která má jiná specifika než neživá tělesa. Nad 6 μm je emisivita ε suchého neochlupeného rovinného povrchu kůže o velikosti 0,98 až 0,99. To vykazuje o lidském těle, že je téměř absolutně černé těleso. Na barvě pokožky nezáleží. Jelikož pokožka není v tomto intervalu propustná pro IR záření, musíme proto počítat s koeficientem reflexe $\rho = 1 - \varepsilon$

Povrchem kůže odražená složka radiačního toku od vnějšího prostředí a od pozadí může ovlivnit snímaný povrchový teplotní reliéf.

4.2.2 Topologie snímaného povrchu vzhledem k IR ZS

Pro neživé objekty: U topologie je nutné určit směrovost vyzařování a také určit, zda-li je snímané těleso Lambertovským či nelambertovským zářičem.

Pro člověka: U topologie se pokožka nejeví jako ideální Lambertovský zářič. Zářivost pokožky je dána Angstromovým vztahem:

$$I_{\alpha} = \frac{I_n \cdot \cos \alpha}{1 + (m^2 - 1) \cdot \sin^2 \alpha} \quad (19)$$

Kde: m.....konstanta získaná měřením

I_nzářivost ve směru normály k povrchu

Pro využití v praxi je výsledný obraz velmi důležitý, zejména na okraji zorného pole IR ZS od úhlu $\alpha \geq 45^\circ$, kdy odchylka teploty dosahuje 0,5 až 0,8 °C, [1].

4.2.3 Rozměr snímaného objektu

U rozměrů je velmi důležité, jestli se snímaný objekt jeví jako bodový nebo plošný předmět.

Bodový předmět je ten, jehož rozměr je menší než průmět detektoru do předmětové roviny.

Plošný předmět je ten, jehož plocha je větší než průmět detektoru do předmětové roviny, [1,3].

Vztah pro výpočet zářivého výkonu dopadajícího na detektor:

Pro bodový zdroj:

$$\Phi_{bz} = \frac{I \cdot A_o}{r^2} \quad (20)$$

Kde: A_oplocha objektivu optické soustavy

rvzdálenost předmětu od radiometru (IR ZS)

Izářivost bodového izotropního zdroje

Pro plošný zdroj:

$$\Phi_{pz} = L \cdot \omega \cdot A_o \quad \text{nebo} \quad \Phi_{pz} = L \cdot \frac{\pi}{4} \cdot \frac{A_{det}}{(f / D_{opt})^2} \quad (21)$$

Kde: Lměrná zářivost plošného zdroje

ωokamžité zorné pole systému

A_oreprezentuje plochu objektivu optické soustavy

A_{det}plocha detektoru

f / D_{opt}clonové číslo optické soustavy

U bodového zdroje pro určení povrchové teploty je důležitá vzdálenost r mezi IR ZS a zdrojem. U plošného zdroje je tomu jinak. Zde nemusíme znát vzdálenost r mezi IR ZS a zdrojem pro získání pp (primárního parametru), ale stačí pouze naměřit hodnotu L , [1].

4.2.4 Teplota okolního prostředí (vzduchu)

Pro neživé objekty: Teplota okolního prostředí ovlivňuje jednak velikost stejnosměrné signálové radiační složky detekovaného IR signálu a jednak její kolísání – drift kalibraci IR ZS.

Pro člověka: Teplota okolního prostředí má pro lékařskou termografii mimořádný význam. V zásadě se definují tři teplotní oblasti, ve kterých se může organismus nacházet:

- neutrální prostředí
- chladné prostředí
- teplé prostředí

Neutrální prostředí:

Výrazně se nestimulují autoregulační mechanismy organismu – nejnižší úroveň metabolismu. Pro obnažené tělo člověka, který je v klidové poloze, je prostředí neutrální při teplotě 30 °C a proudění vzduchu menší než 1 m/s. V tomto režimu jsou ztráty tepelné energie z povrchu kůže ovlivněny pouze zbytkovou evaporací, konvekcí a zejména radiací. Kontrast povrchového teplotního reliéfu je však v tomto prostředí malý.

Chladné prostředí:

Vlivem chladného prostředí se stimulují termoreceptory a řídicí systém reguluje průtok krve periferním řečištěm vasokonstrikcí. V oblasti teplot prostředí cca 22 °C je již kožní cirkulace následkem intenzivní vasokonstrikce minimální. Kontrast povrchového teplotního reliéfu je maximální. Při dalším ochlazování cca pod 18 °C nastupuje nový regulační mechanismus. Tímto mechanismem je svalové sevření, později třes, které však nemají přímý vliv na povrchovou teplotu kůže. Kontrast povrchového teplotního reliéfu se však snižuje.

Teplé prostředí:

Nad 30 °C se stimulují termoreceptory, kožní cirkulace je následkem vasodilatace velmi velká. Pokud nestačí ani takto zvýšený odvod tepla udržet teplotu tělesného jádra, dojde k znehodnocení obrazu povrchového teplotního reliéfu, [1,3].

4.2.5 Vnější zdroje infračerveného záření a vliv radiace

Pro neživé objekty: Vnější zdroje ovlivňují skutečnou povrchovou teplotu (koeficient absorpce) snímaného objektu nebo jeho zdánlivou povrchovou teplotu (koeficient reflexe), a to v závislosti na povrchových vlastnostech tohoto snímaného objektu. Radiace od pozadí u neživých objektů snižuje radiační kontrast scény.

Pro člověka: Dělíme na vliv přímý a nepřímý (pro obě složky).

Kde: *přímý*: zářivý tok ze zdroje dopadá přímo na detektor IR ZS

nepřímý: zářivý tok je reflektován povrchem kůže a následně detekován

4.2.6 Proudění vzduchu

Pro neživé objekty: Proudění vzduchu závisí na vlhkosti, teplotě a rychlosti proudění vzduchu. V každém případě znehodnocuje teplotní reliéf snímaného objektu, tedy ovlivňuje ztrátu tepla z povrchu snímaného objektu.

Pro člověka: Proudění vzduchu znehodnocuje teplotní reliéf snímaného objektu, tedy ovlivňuje ztrátu tepla z povrchu snímaného objektu. Pokud snímaný objekt nejeví žádný pohyb (sedí, leží nebo stojí), vytvoří se kolem těla dobře definovaná obalová vrstva vzduchu, která těsně obklopuje kůži. Rychlost proudění v této vrstvě v oblasti hlavy dosahuje $50\text{cm}\cdot\text{s}^{-1}$. Do 1cm od kůže je proudění laminární. Teplota lineárně klesá se zvyšující se vzdáleností od kůže do okolního prostředí. Teploty okolního prostředí je dosaženo 1-2cm od kůže. Naopak je tomu u hlavy, kde je 15cm turbulentní vrstva, která odděluje laminární proudění od nehybného vzduchu. Důležitým faktorem je také lokální tvar povrchu těla, který ovlivňuje tloušťku vrstvy a rychlost proudění ve vzdušné obalové vrstvě. Proto se ztráty tepla mohou lišit na jednotlivých částech těla, ale také při různých pozicích snímaného objektu.

Pokud dojde umělým prouděním vzduchu k narušení vzdušné obalové vrstvy v závislosti na okolní teplotě vzduchu, vznikne v tomto místě změna tepelné zátěže a narušení ustáleného teplotního reliéfu na kůži.

Pokud ale dodržíme podmínky pro správné snímání scény, kdy snímaný objekt bude v klidu a proudění bude v rozmezí $0,1 - 0,2\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, pak tento parametr nenaruší teplotní reliéf,[1].

4.2.7 Transparence vzduchu

Pro neživé objekty: Transparence vzduchu je velmi důležitá při snímání objektů na dálku. Zeslabení zářivého toku při průchodu atmosférou může být způsobeno přímou absorpcí a rozptylem IR záření na molekulách plynů, aerosolů, kapkách vody, částicích kouře aj. Na snížení transparence se nejvíce podílí molekuly H_2O , CO_2 , O_3 , CH_4 , CO , které vymezují ve spektrální závislosti koeficientu propustnosti tzv. atmosférická okna. V normálních podmínkách je spektrální koeficient propustnosti atmosféry dán zákonem Burgera-Lambert-Beera:

$$\tau_a(\lambda) = \exp[-\gamma(\lambda) \cdot r] \quad (22)$$

$$\gamma(\lambda) = \alpha(\lambda) + \sigma(\lambda). \quad (23)$$

Kde: γkoeficient zeslabení (útlumu)
 αkoeficient absorpce
 σkoeficient rozptylu
 rtloušťka atmosféry

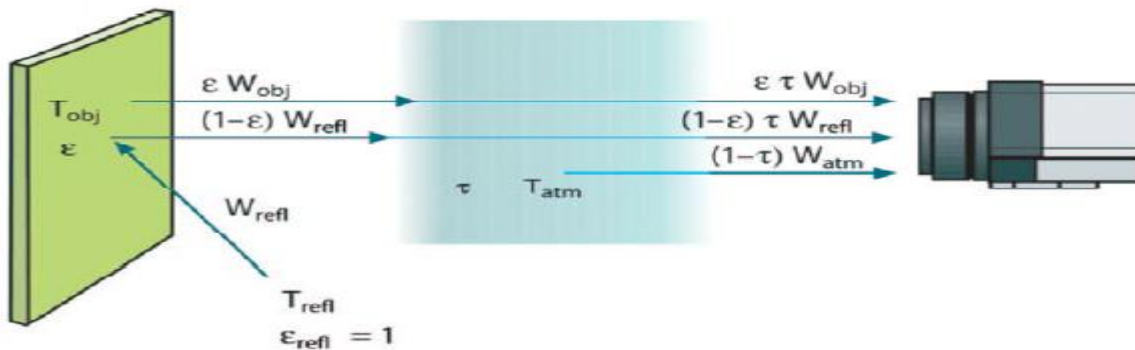
Pro člověka: Jelikož se teplotní reliéf člověka snímá v laboratorních podmínkách, lze transparenci vzduchu zanedbat, tedy tento parametr teplotní reliéf člověka za daných podmínek neovlivňuje, [1,3].

Okolní teplota	Chodidlo	Bérec	Stehno	Břicho	Záda	Hrud'	Rameno	Přeplokků	Ruka	Celo	Střední hodnota
15	17,4 ± 2,4	22,3 ± 1,8	23,2 ± 2,2	29,1 ± 2,3	30,1 ± 2,4	29,9 ± 2,2	26,2 ± 1,3	27,0 ± 2,0	19,7 ± 2,7	29,7 ± 2,1	25,7 ± 1,2
20	21,7 ± 0,9	25,8 ± 1,0	27,9 ± 1,5	30,7 ± 1,7	31,3 ± 1,1	31,9 ± 1,1	28,0 ± 0,8	27,7 ± 0,7	24,0 ± 1,3	32,9 ± 0,9	28,2 ± 0,8
25	27,1 ± 0,8	28,9 ± 1,0	30,5 ± 1,1	33,5 ± 0,4	32,7 ± 1,5	32,8 ± 0,9	30,8 ± 2,0	30,3 ± 1,3	25,4 ± 2,1	33,9 ± 0,4	30,6 ± 0,9
30	31,6 ± 1,0	32,7 ± 0,7	33,4 ± 0,6	34,7 ± 0,8	34,4 ± 0,8	34,5 ± 0,8	33,4 ± 0,8	33,6 ± 0,6	32,9 ± 0,9	34,8 ± 0,7	33,4 ± 0,5
35	35,5 ± 0,3	35,3 ± 0,2	35,0 ± 0,4	35,1 ± 0,6	35,4 ± 0,4	35,9 ± 0,3	36,0 ± 0,2	35,7 ± 0,3	35,8 ± 0,2	35,8 ± 0,6	35,7 ± 0,2

Tabulka č.3: Povrchová teplota kůže člověka [°C], [1]

4.2.8 Rovnice termografie měrné zářivosti

V procesu IR zobrazení a měření povrchové teploty předmětu umístěného ve snímané scéně se uplatňuje emisivita ε a povrchová teplota T_0 (energie vyzářená z povrchu tohoto tělesa), ale také reflektivita tělesa T_A a propustnost prostředí τ tvořeného atmosférou o teplotě T_{atm} .



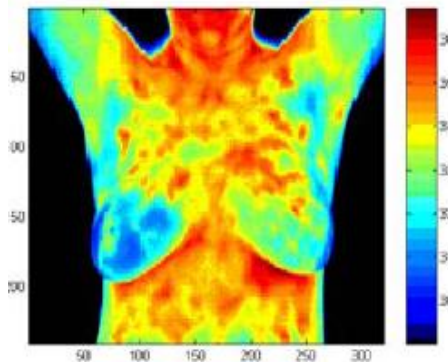
Obrázek č.8 Proces infrazobrazení a parametry ovlivňující výslednou teplotu, [8]

Rovnice termografie:

Výslednou rovnici pro zobrazení termogramu, který bude brát v úvahu rušivé parametry, je :

$$L = \tau_{\lambda} \cdot \varepsilon_{\lambda} \cdot L_{\lambda}^0 \cdot (T_0) + \tau_{\lambda} \cdot (1 - \varepsilon_{\lambda}) \cdot L_{\lambda}^0 \cdot (T_A) + (1 - \tau_{\lambda}) \cdot L_{\lambda}^0 \cdot (T_{atm}) \quad (24)$$

Výsledkem snímání je termogram, který bude obsahovat pouze složku T_0 bez rušivých teplot T_A a T_{atm} .



Obrázek č.9 Termogram s termografickou stupnicí, [8]

5. Modulace signálového radiačního toku primárním parametrickým polem

Prostorová distribuce primárního parametru (pp) ve stacionární scéně je v procesu IR zobrazení transformována na prostorovou distribuci hustoty toku fotonů. Prostorová změna pp ve scéně (latentní kontrast ve scéně) neboli modulace scény je tak převáděna na prostorovou změnu hustoty toku fotonů (modulace signálového radiačního toku). Naskytá se otázka, zda lze ovlivnit způsobem měření (detekce) přenos kontrastu scény na kontrast detekovaného signálu.

5.1 Modulace signálu změnou povrchové teploty:

Nejjednodušší případ nastane, jestliže předpokládáme, že zobrazený objekt je AČT. Zajímá nás, která vlnová délka bude mít největší změnu signálového radiačního toku (jeho největší modulace), při jednotkové změně pp, tedy povrchové teploty.

Z Planckova vyzařovacího zákona lze odvodit:

$$\frac{dM_{\lambda}}{dT} = \frac{C_1 \cdot C_2 \cdot \exp \frac{C_2}{\lambda \cdot T}}{\lambda^6 \cdot T^2 \cdot (\exp \frac{C_2}{\lambda \cdot T} - 1)^2} = M_{\lambda} \cdot \frac{C_2 \cdot \exp \frac{C_2}{\lambda \cdot T}}{\lambda \cdot T^2 \cdot (\exp \frac{C_2}{\lambda \cdot T} - 1)} . \quad (25)$$

Jestliže je :

$$\exp \frac{C_2}{\lambda \cdot T} \gg 1 . \quad (26)$$

Pak:

$$\frac{dM_{\lambda}}{dT} = M_{\lambda} \cdot \frac{C_2}{\lambda \cdot T^2} \quad (27)$$

Např. při teplotě AČT 300K je největší hloubka modulace radiačního signálu na jednotkovou změnu primárního parametru na vlnové délce $\lambda_c = 8 \mu\text{m}$. Obecně platí pro výpočet vlnové délky odpovídající maximálnímu kontrastu IR signálové radiace vztah:

$$\lambda_c \cdot T = 2411 [\mu\text{m} \cdot \text{K}] \quad (28)$$

Uvážíme-li, že v praxi většinou nebývá užitečný signál monoenergetický, ale zaujímá spektrální interval $\Delta\lambda$, potom s využitím Dreyfusova vztahu lze stanovit hloubku modulace pro spektrální interval $\Delta\lambda$:

$$\frac{dM_{\Delta\lambda}}{dT} = n \cdot \sigma \cdot T^{(n-1)} \quad (29)$$

Poněvadž je hodnota koeficientu n závislá jednak na spektrálním intervalu $\Delta\lambda <\lambda_1, \lambda_2>$, jednak na absolutní hodnotě λ_1, λ_2 , je na těchto veličinách závislá i velikost modulace ve dvou nejpoužívanějších atmosférických oknech. Zaměníme-li nekonečně malé změny v předešlé rovnici se změnami malými, ale konečnými, můžeme vyjádřit hodnotu modulace změnou primárního parametru ve tvaru:

$$\Delta M_{\Delta\lambda} = n \cdot \sigma \cdot T^{(n-1)} \cdot \Delta T \quad (30)$$

Z této rovnici vyplývá, že za předpokladu malého kolísání primárního parametru ΔT ve srovnání s absolutní hodnotou teploty T , lze vlastní modulaci danou změnou intenzity vyzařování $\Delta M_{\Delta\lambda}$ aproximovat lineární funkcí.

6. Snímání termogramu

Při snímání lidského těla infrakamerou musí být dodrženo mnoho kritérií, aby informace z termogramu měly diagnostický význam. Proto je velmi důležitá příprava pacienta před vyšetřením infrakamerou.

6.1 Teplotní přizpůsobení pacienta

Pro vyšetření se využívá samostatná místnost (adaptační), která sousedí s vyšetřovací laboratoří. Pacient se určitou dobu (v adaptační místnosti) adaptuje na teplotu vyšetřovací místnosti. Tato doba trvá přibližně 20 až 30 minut. V obou těchto místnostech by měla mít teplota hodnotu okolo 20 °C. Tato atmosférická teplota neboli teplota okolí je mnohem nižší než teplota povrchu lidského těla, neboť diference je důležitou podmínkou pro získání kvalitního kontrastního termogramu. Je-li teplota okolního vzduchu blízká tělesné teplotě, pak termogram těla není dostatečně kontrastní s pozadím. Příčinou toho je snížená výměna tepelné energie mezi kůží pacienta a okolím. Naopak pokud je teplota v místnostech příliš nízká (pod 20 °C), dojde k velkému výdeji tepla z pacienta vlivem zvýšené konvekce a vodivosti. To se projeví nežádoucími vegetativními změnami. Výdej tepla konvekcí hraje velmi důležitou roli v tepelné výměně, proto jakékoliv proudění vzduchu v adaptační a vyšetřovací místnosti by mělo být zcela omezeno. Také jiné zářiče, přímý sluneční svit na povrch těla pacienta a klimatizace mohou ovlivnit výsledný termogram. Tyto vyšetřovací prostory by měly být bez oken, dobře uzavřeny a s umělým osvětlením, nejlépe se zářivkami. Vytápění by bylo vhodné aplikovat plošně.

6.2 Klid pacienta

Pacient musí mít uvolněné svalstvo, jelikož při fyzické námaze by se zvyšovaly metabolické pochody v těle pacienta a ty by ovlivňovaly výslednou scénu. Také je třeba nastavit polohu pacienta, aby se blížila poloze těla při snímání termogramu. Aby nedocházelo k rušení povrchové teploty z jedné nohy na druhou, musí pacient roznožit. Horní končetiny ze stejného důvodu pacient oddálí od trupu nebo uloží za hlavu. U snímání termogramu ruky je nutné dbát na roztažené prsty. Při nedodržení těchto podmínek dojde k superpozici teplotních polí a získaná data budou zatížena velkými chybami.

6.3 Podložka těla

Podložka by měla splňovat tepelně-izolační vlastnosti. Neměla by propouštět tepelné záření z okolí pacienta, ale také neabsorbovat velké množství tepelného záření z pacienta.

6.4 Úprava povrchu těla pacienta

V místech otlačenin se zvyšuje koncentrace krve, a proto i metabolické pochody a teplota. To ovlivňuje výsledný termogram a znehodnotí diagnosticky významné parametry. Proto při adaptaci v adaptační místnosti by na sobě neměli mít pacienti např. podprsenku před vyšetřením mléčných žláz, ponožky před vyšetřením chodidla aj.

6.5 Depilace a nežádoucí látky

Při snímání termogramu mléčných žláz je nutné zbavit pokožku ochlupení, jelikož vlasy i chlupy velmi špatně vedou teplo. Také kontakt pokožky s kosmetickými přípravky je nežádoucí, jelikož zadržuje teplo. Výsledná teplota se bude jevit vyšší než bez použití kosmetických přípravků. I léky, které ovlivňují vegetativní činnost člověka, akupunktura a vpichy po injekcích mohou narušit výsledný termogram.

6.6 Poloha pacienta, úhel snímání termogramu a vhodná velikost zorného pole

Tyto požadavky velmi závisí na snímané oblasti těla a také na typu nemoci, kterou chceme vyšetřovat. Nejčastěji se zhotovuje několik snímků stejné oblasti. Např. při snímání obličeje je infrakamera natočena na úhel 30° až 60°. Poloha pacienta taktéž závisí na místě vyšetřované oblasti (vleže na břiše, na zádech a na boku, ale i vsedě a v některých případech i ve stoje).

Aby se v IR oblasti o vyšetřované osobě získalo maximum informací, snímá se z vyšetřované oblasti celá řada termogramů. Proto snímání pacienta trvá obvykle 10 až 20 minut v závislosti na typu vyšetření.

7. Použití termografie v lékařství

Poněvadž termodiagnostika je funkčně diagnostická metoda vhodná k hodnocení termoregulace, metabolismu a periferní cirkulace, poskytuje termografie řadu možností použití v medicínské praxi. Pomocí termografických metod je mnohdy opravdu možné odhalit některá onemocnění ještě v době, kdy se nemoc plně nerozvinula a jiné diagnostické metody v tomto období neposkytují signifikantní informace. Tato metoda je také velmi levná a může se kombinovat s jinými zobrazovacími metodami.

Podle typu patologie lze termogramy rozdělit do dvou kategorií. První kategorie zahrnuje neinfekční záněty, nádory, revmatologická onemocnění apod. projevující se vytvořením lokální hypertermie v příslušné oblasti. Naopak při poruchy prokrvení, při nichž dochází v postižené oblasti ke zřetelnému snížení teploty kožního povrchu se řadí do druhé kategorie, [11].

7.1 Využití v onkologii

Využití v onkologii spočívá v diagnostice nádorů, neboť v důsledku patologického procesu dochází nad příslušným orgánem k vysoké emisivitě IR záření.

- Primární a metastázní nádory kůže (melanoblastom): Teplotní gradient u melanoblastomu může být dost vysoký. Horké ložisko převyšuje hranice klinicky stanoveného nádoru. Nad jádrem ložiska může být zvýšení teploty 1,5 až 7 °C.
- Nádorové choroby prsu: Termografie v tomto případě vykazuje vysokou přesnost a spolehlivost. K lokalizaci oblasti s nejvyšší hodnotou emisivity se s výhodou používají profily měřené postupně v různých polohách kurzoru, [11].

7.1.1 Nádory štítné žlázy

V tomto případě se hlavně používá izotopové vyšetření, někdy se ale může použít termografie pro získání diferenciatně-diagnostických informací o velikosti a charakteru změn v obou lalocích štítné žlázy, [11].

7.1.2 Nádory slinných žláz

Pro tento případ se termografie využívá více než-li u zjišťování nádorů štítné žlázy. Na termogramech lze určit horké ložisko s teplotním gradientem 1 do 3,5 °C, [11].

7.1.3 Gynekologické nádory

Konkrétně u nádorů vaječníku jsou na termogramu v místě ložiska nádoru s teplotním gradientem do 2,5 °C. Některé zahraniční publikace uvádějí, že nádory dělohy a nádory zevních rodidel se v 1. stadiu zjistí na termogramech pouze ve 23 % případů. Ve 2. a 3. stadiu lze termograficky zjistit v průměru až 81 % případů, [11].

7.1.4 Nádory plic

Benigní nádory plic jsou vždy termonegativní. Maligní nádory plicní se v termogramu projeví teplotním gradientem 1 až 1,5 °C. K největším teplotní změnám dochází u maligních nádorů v periferních oddílech plic. Termografická záchytnost je ovšem dominantně ovlivněna velikostí nádoru, [11, 13].

7.2 Využití v neurologii

Onemocnění CNS a periferních nervů je obvykle doprovázeno značnou změnou metabolismu – buď v celém organismu nebo v jednotlivých orgánech. Termografií je možno tyto změny zaznamenat. Do této skupiny patří nádory míchy, neuralgie trojklaného nervu a různé aterosklerotické změny cévních stěn, [11, 13].

7.2.1 Termogram ruky

Velmi vyžívaná metoda v psychologii. Snímá se série termogramů, když je snímaná osoba ve stresové situaci, a následkem toho dojde ke změně teploty. Na základě toho lze určit, zda daná osoba lže či ne. Před měřením se musí vyšetřovaná osoba uklidnit, alespoň 3 až 4 minuty před vyšetřením.

7.3 Angiologie

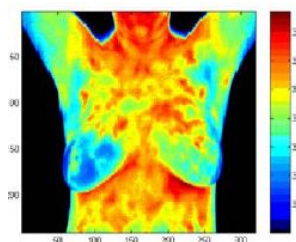
Termografické vyšetření našlo uplatnění při určení stupně postižení arteriálního řečiště. U hluboké žilní trombózy se projevuje charakteristické zvýšení teploty nad postiženou oblastí. Vyšetřovaná osoba je snímána vstoje. Na termogramu se výrazně vykreslí insuficientní perforující žíly. Důležité je porovnání termogramů obou končetin. Velký význam má toto vyšetření u diabetiků. [13]

7.4 Revmatologie

V rámci revmatologie se využívá termografického vyšetření k diagnostice zánětlivých změn vazivově šlachového aparátu, zejména u DNY. Teplotní postižení v těchto případech dosahuje teplotního gradientu až 5°C. [11, 13]

8. Analýza termogramu

Při vizuálním hodnocení termogramu se omezený počet příslušných teplotních kroků ve zvoleném oboru teplot reprezentuje na obrazovce monitoru buď úrovněmi šedi nebo v pseudobarvách (RGB – obrázek rozdělen na tři základní barvy red, green, blue, které svou kombinací tvoří barevné spektrum od modré po červenou). V medicínských aplikacích se nejčastěji používá teplotní krok 0,5 °C. Je-li snímání termogramu výjimečně provedeno při nižší teplotě, pak se používá teplotní krok 1,0 °C. Použitá přiřazená šedá nebo barevná stupnice je vyznačena příslušným referenčním klínem (termografickou stupnicí) po straně termogramu s číselnou informací o rozsahu reprezentovaných teplot příslušným subintervalem. Obvykle se používá osmistupňová škála. V dnešní době nám přístroje umožňují volit z několika teplotních rozsahů, barevné škály a teplotního kroku. Velmi důležité je barevné zobrazení izoterm.



Obrázek č.10 Termogram s termografickou stupnicí,[8]

Na tomto obrázku si můžeme všimnout teplotní rozdílnosti barev vyšetřované osoby, kde stupnice barev vpravo na obrázku značí příslušnost jednotlivých teplot k jednotlivým barvám. Škála barev je nastavena v posloupnosti od tmavě červené (nejteplejší oblasti 38 °C) až po tmavě modrou (nejchladnější oblasti 27 °C). Černé pozadí obrázku tvoří kontrast s reliéfem těla. Ve skutečnosti by ale tento termogram vypadal jinak, jelikož teplo vyzařované tělem je do vzdálenosti 0,5 metrů od zdroje záření. V klinické praxi se okolí vyšetřovaného povrchu dává do kontrastu s tělem pacienta pro lepší rozlišení okrajů povrchu těla. A to buď adaptací pacienta před vyšetřením, či upravením rozsahu termografické stupnice pro dané měření.

9. Popis a funkce programu

Tento program sloužící k analýze parametrů infračerveného záření je realizován v grafickém prostředí MATLAB R2007b.

Program bude v první části vkládat termovizní snímek pomocí příkazu `load(nazev_obrazku.jpg)`. Snímek se zobrazí nejprve v původní podobě a bude obsahovat diagnostické informace o teplotním rozložení povrchu těla pacienta. Poté se tento termogram pomocí příkazu `rgb2gray` převede z barevného spektra na odstíny šedi a zobrazí se spolu s termogramem původním. Tyto termovizní snímky (termogramy) přiřazují barvy (RGB) či stupně šedi (GRAY) různým teplotám (do viditelného spektra ze spektra infračerveného). Obraz má rozměry v pixelech, které se pomocí příkazu `imread` převedou na číselné hodnoty. Pixel se převede na číselné hodnoty, které utvoří matice číselných hodnot. Velikost čísel ve třech vzniklých maticích určuje zastoupení barev červené, zelené a modré (RGB). Tyto matice převedeme opět pomocí příkazu `rgb2gray` na matici jednu. Čísla v ní se nastaví na stupnici šedi, kde nejvyšší teplotu reprezentuje barva bílá (světlejší barva pro vyšší teploty) a nejnižší teplotu reprezentuje naopak barva černá (tmavší barva pro nižší teploty). Z této matice pomocí příkazu `max(max(nazev_proměnné_matice))` vyhledáme maximální číselnou hodnotu. Zjistíme, že jeden pixel odpovídající jedné číselné hodnotě v matici se nachází v rozsahu 0-255. Z této matice si vytvoříme novou matici `new2` pomocí cyklu `for`, která bude převedena z rozsahu 0-255 na rozsah 0-1. Výsledná matice `new2` nám bude sloužit jako matice konstant rozložení lidské teploty od nejteplejšího bodu, který bude roven 1 až po nejchladnější a ten bude roven 0.

Druhou část programu bude tvořit rovnice termografie :

$$M = \varepsilon \cdot \sigma_e \cdot T_{(0)}^4 + (1 - \varepsilon) \cdot \sigma_e \cdot T_{(a)}^4 + (1 - \tau_{atm}) \cdot \sigma_e \cdot T_{(atm)}^4 , \quad (31)$$

kde: $\sigma_e \approx 5,67 \cdot 10^{-12}$ [W·cm⁻²·K⁻⁴].....Stefan- Boltzmanova konstanta
 ε Koeficient emisivity (emisivita)
 $T_{(0)}$ [K].....Teplota povrchu těla
 $T_{(a)}$ [K].....Teplota reflektovaná od povrchu těla
 $T_{(atm)}$ [K].....Teplota okolí (vyšetřovací místnosti)
 $\tau_{(atm)}$Koeficient propustnosti (transmise)

Tuto rovnici využijeme pro výpočet spektrální intenzity vyzařování (M [W·cm⁻²]).

Třetí částí programu slouží pro výpočet teploty $T_{(0)}$ pomocí rovnice:

$$T_{(0)} = \sqrt[4]{\frac{M - ((1 - \varepsilon) \cdot \sigma_e \cdot T_{(a)}^4 + (1 - \tau_{(atm)}) \cdot \sigma_e \cdot T_{(atm)}^4)}{\varepsilon \cdot \sigma_e}}. \quad (32)$$

Zde jsou proměnnými ε , $T_{(0)}$, $T_{(a)}$, $T_{(atm)}$, $\tau_{(atm)}$ a M . Při různém nastavení těchto proměnných se změní výsledná teplota. Tuto teplotu násobíme maticí `new2` (z první části programu), tím zajistíme stejné rozložení teplot jako v původním vkládaném termogramu. Změny proměnných v rovnici (32) se projeví změnou zastoupení barev v termogramu. Tím dojde k posunu teplot v termografické stupnici (referenčním klínu).

Převod matice na obrázek odstínů šedi převedeme pomocí příkazu `imshow(new2.T(0))`. Další příkaz `colormap jet` přiřadí odstínům šedi (gray) barevnou škálu (RGB). Ta je přiřazena libovolně. Proto využijeme `colormapeditor`, díky kterému ji upravíme na stejnou škálu (termografickou stupnici) přiloženou u původního vkládaného obrázku (termogramu). Po vyhodnocení se zobrazí dva termogramy. První referenční, který bude sloužit pro srovnání překrývá termogram v odstínech šedi z první části programu. Druhý výsledný termogram bude vykreslovat změny veličin v termografické rovnici.

Při vykreslení těchto dvou termogramů se zobrazí okno `colormapeditor`. V tomto okně můžeme nastavit mnoho parametrů pro práci a úpravu termogramu. První úpravou je nastavení rozsahu termografické stupnice. Maximum rozsahu nastavíme na nejvyšší teplotu (v Kelvinech) termografické stupnice a minimum rozsahu na nejnižší teplotu termografické stupnice původního vkládaného termogramu. V našem případě je maximální teplota nastavena na 311,13 [K] a minimální teplota 300,13 [K], jelikož je ale pozadí dáno do černého kontrastu, minimum musíme dát rovno 0 [K].

Další úprava spočívá v nastavení palety barev jednotlivým teplotám. To zajistí celkové rozložení barev v termogramu. Každému teplotnímu rozsahu můžeme přiřadit libovolnou barvu a tím i upravovat rozdíly mezi teplými ložisky a méně teplými ložisky. Nastavujeme tedy citlivost barev mezi teplotami.

Při každém novém vyhodnocení výsledného termogramu musíme tyto hodnoty nastavit znovu.

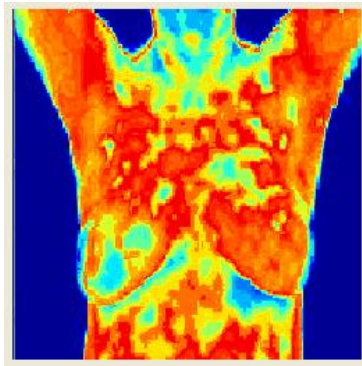
10. Vyhodnocení termogramů

Srovnávací termogram:

Hodnoty přidělené veličinám:

$$\varepsilon=0,98, \tau_{(\text{atm})}=0,02, T_{(\text{a})}=290 \text{ [K]}, T_{(\text{atm})}=280 \text{ [K]}, M=0,0799645 \text{ [W}\cdot\text{cm}^{-2}]$$

Vypočtená a zobrazovaná teplota povrchu těla: $T_{(0)}=300 \text{ [K]}$



Obrázek č.11 Srovnávací termogram

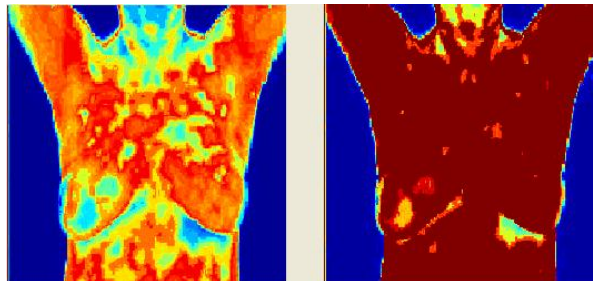
10.1 Změna míry vyzařování

Míra vyzařování popisuje celkový zářivý výkon tělesa, jenž je generován z jednotky plochy zdroje na všech vlnových délkách při zvolené teplotě. Lze jej vyvodit z Planckova vyzařovacího zákona.

10.1.1 Zvýšení míry vyzařování

V tomto případě byla zvýšena míra vyzařování na $M = 0,8 \text{ [W}\cdot\text{cm}^{-2}]$, ostatní parametry ponechány stejné jako u srovnávacího termogramu.

Zde si můžeme všimnout, že i nepatrná změna značně ovlivňuje výslednou teplotu $T_{(0)}$, což vypovídá o velké závislosti termografické rovnice na míře vyzařování. Došlo ke zvýšení maximální teploty z původních $T_{(0)}=300 \text{ [K]}$ na $T_{(0)}=609,14 \text{ [K]}$.

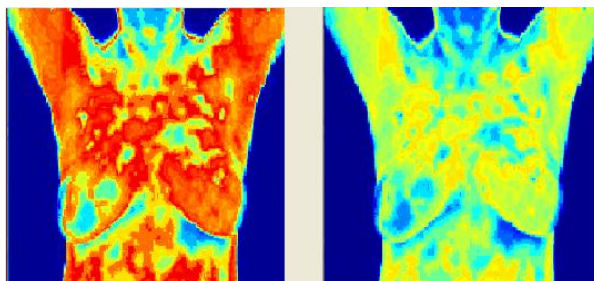


Obrázek č.12 Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného

10.1.2 Snížení míry vyzařování

V tomto byla snížena míra vyzařování na $M = 0,05 \text{ [W.cm}^{-2}\text{]}$, ostatní parametry ponechány stejné jako u srovnávacího termogramu.

Došlo ke snížení teploty z původních $T_{(0)} = 300 \text{ [K]}$ na $T_{(0)} = 228,11 \text{ [K]}$, což opět vypovídá o velké citlivosti teploty povrchu těla na změnu míry vyzařování.



Obrázek č.13 Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného

10.2 Změna teploty okolní atmosféry

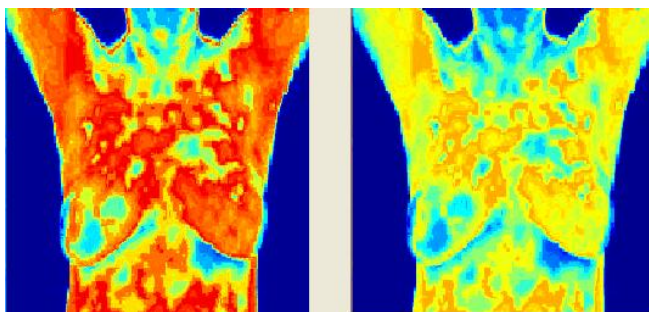
Tato veličina reprezentuje teplotu okolí, v níž je pacientovi snímán termogram. Tato teplota může značně ovlivnit metabolismus člověka, ale i rozdíl mezi okrajem povrchu těla a okolím.

10.2.1 Zvýšení teploty okolní atmosféry

V tomto případě byla zvýšena teplota okolí na $T_{(atm)} = 320 \text{ [K]}$, ostatní parametry ponechány stejné jako u srovnávacího termogramu.

Zde došlo k výraznému poklesu celkové teploty povrchu těla, jelikož $T_{(atm)}$ je násobeno rozdílem koeficientu transmise od 1.

I malá změna teploty okolí vyvolá velké změny ve výsledné teplotě povrchu těla. Termogram vpravo prezentuje výrazné snížení teploty z původních $T_{(0)} = 300 \text{ [K]}$ na $T_{(0)} = 247,64 \text{ [K]}$.

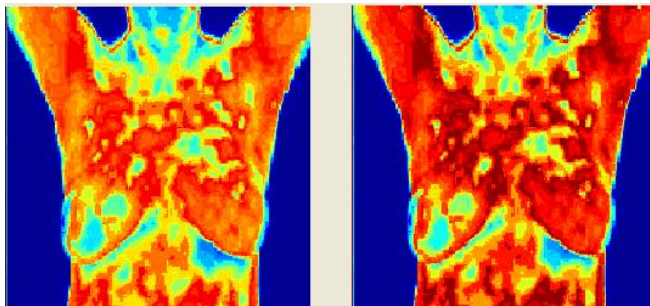


Obrázek č.14 Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného

10.2.2 Snížení teploty okolní atmosféry

V tomto případě byla snížena teplota okolí na $T_{(atm)} = 10$ [K], ostatní parametry ponechány stejné jako u srovnávacího termogramu.

Došlo k výraznému zvýšení teploty. Z původních $T_{(0)} = 300$ [K] na $T_{(0)} = 345,48$ [K].



Obrázek č.15 Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného

10.3 Změna reflektované teploty

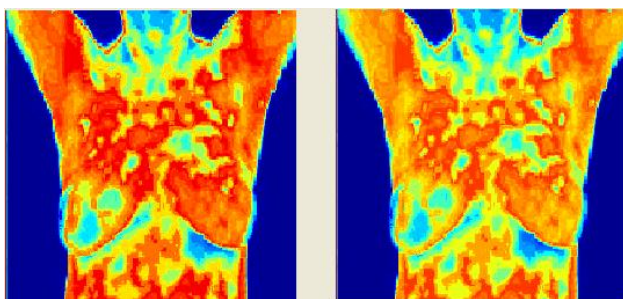
Tato teplota vyjadřuje tepelnou energii, které se odráží od povrchu lidského těla, jelikož tělo neabsorbuje veškeré teplo z okolí.

10.3.1 Zvýšení teploty reflektované

V tomto případě byla zvýšena reflektovaná teplota na $T_{(a)} = 500$ [K], ostatní parametry ponechány stejné jako u srovnávacího termogramu.

Zde, i při větších změnách této tepelné energie, nedošlo k znatelným rozdílům změny teploty povrchu těla, jelikož reflektovaná teplota je násobena rozdílem koeficientu emisivity od 1.

Došlo ke snížení teploty povrchu těla z původní referenční teploty $T_{(0)} = 300$ [K] na $T_{(0)} = 288,93$ [K].

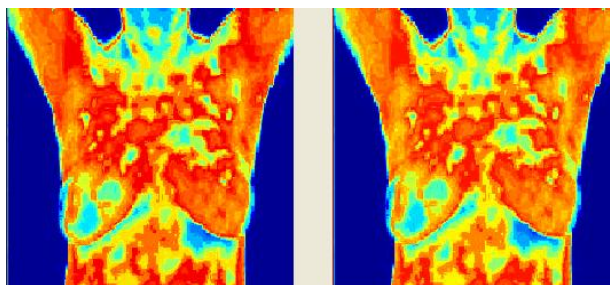


Obrázek č.16 Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného

10.3.2 Snížení teploty reflektované

V tomto případě byla snížena reflektovaná teplota na $T_{(0)} = 10$ [K], ostatní parametry ponechány stejné jako u srovnávacího termogramu.

Došlo ke zvýšení teploty povrchu těla z původní referenční teploty $T_{(0)} = 300$ [K] na $T_{(0)} = 301,33$ [K].



Obrázek č.17 Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného

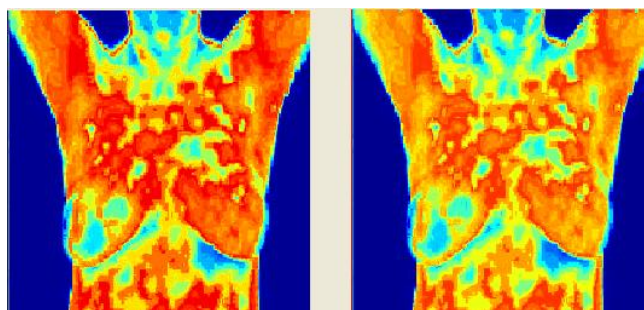
10.4 Změna koeficientu emisivity

Emisivitu definujeme jako poměr intenzity vyzařování reálného tělesa (lidského povrchu těla) k intenzitě ozařování AČT se stejnou teplotou. Je v rozmezí od 0 do 1 a jedná se o bezrozměrné číslo.

10.4.1 Zvýšení koeficientu emisivity

V tomto případě byla zvýšena emisivita na $\varepsilon = 1000$, ostatní parametry ponechány stejné jako u srovnávacího termogramu. Víme, že maximální emisivitu má černé těleso, která se rovná 1. Takto vysokou emisivitu jsem použil záměrně, pro lepší ukázkou srovnání termogramů.

Odtud tedy vyplývá, že s rostoucí emisivitou klesá teplota povrchu těla. Teplota klesla z původních $T_{(0)} = 300$ [K] na $T_{(0)} = 290,01$ [K].

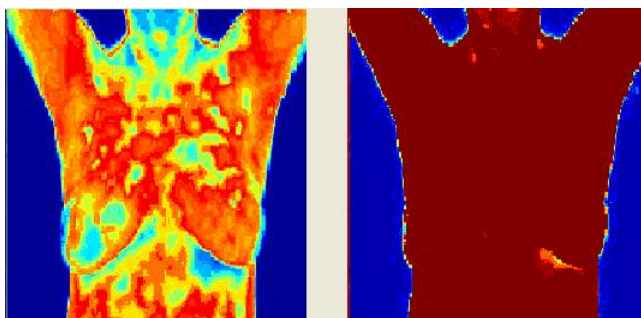


Obrázek č.18 Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného

10.4.2 Snížení koeficientu emisivity

V tomto případě byla snížena emisivita na $\epsilon = 0,001$, ostatní parametry ponechány stejné jako u srovnávacího termogramu.

Jak již bylo naznačeno u zvýšení koeficientu emisivity, i zde dochází k nepřímé úměře mezi výslednou teplotou a emisivitou. Se snižující se emisivitou roste teplota povrchu těla. Výsledná teplota vzrostla z $T_{(0)} = 300$ [K] na $T_{(0)} = 1003,4$ [K].



Obrázek č.19 Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného

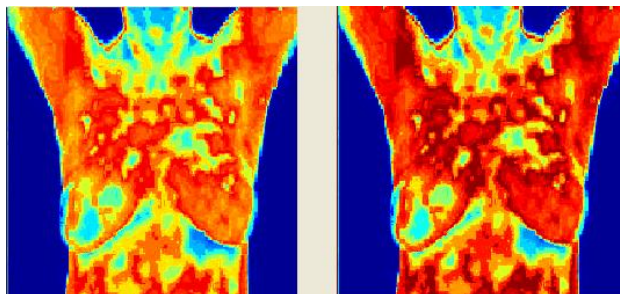
10.5 Změna koeficientu propustnosti (transmise)

Koeficient propustnosti (transmise) udává poměr světelných intenzit po a před absorpcí. Pohybuje se v rozmezí stejném jako koeficient emisivity, a to od 0 do 1. I zde se jedná o bezrozměrné číslo.

10.5.1 Zvýšení koeficientu propustnosti

V tomto případě byla zvýšena propustnost na $\tau = 0,99$, ostatní parametry ponechány stejné jako u srovnávacího termogramu.

Zde naopak platí přímá úměra, se zvyšující se propustností stoupá i výsledná teplota povrchu těla. Při dané změně stoupla výsledná teplota z $T_{(0)} = 300$ [K] na $T_{(0)} = 345,1$ [K].



Obrázek č.20 Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného

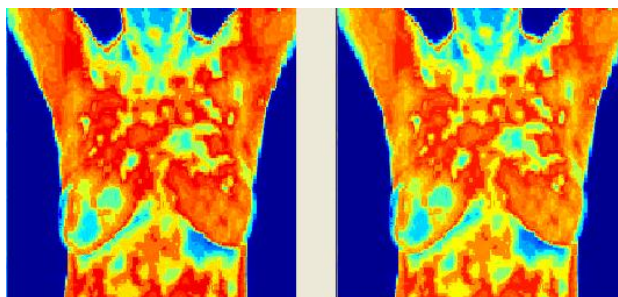
10.5.2 Snížení koeficientu propustnosti

V tomto případě byla snížena propustnost na $\tau = 0,99$, ostatní parametry ponechány stejné jako u srovnávacího termogramu.

Koeficient propustnosti je u AČT roven nule. U lidského těla se pohybuje propustnost od 0,01 do 0,03 během snímání termogramu v lékařském prostředí.

Na obrázku je opět potvrzena přímá úměra. Teplotní rozdíl není natolik znatelný u výsledné teploty, jelikož transmise u srovnávacího termogramu má velikost $\tau = 0,02$.

Výsledná teplota povrchu těla klesla z původních $T_{(0)} = 300$ [K] na $T_{(0)} = 298,83$ [K], proto rozdíly nejsou natolik viditelné na termogramech.



Obrázek č.21 Srovnání termogramu srovnávacího a pozměněného

11. Závěr

V této bakalářské práci byla provedena analýza parametrů infračerveného zobrazení, jejich vliv na výsledný teplotní reliéf snímané scény a demonstrace vlivu jednotlivých parametrů termografické rovnice na výsledný obraz, to vše s pomocí termogramu v prostředí MATLAB R2007b.

Nejprve jsme objasnili, co je to infračervené záření, jeho jednotlivé druhy a zdroje záření. Jelikož byl snímán emisní povrchový reliéf teploty těla člověka mající vlastnosti šedého tělesa, zaměřili jsme se na vyzařovací zákony popisující jeho spektrální intenzitu záření a jeho vlastnosti. Zjistili jsme, že povrch lidského těla má koeficient emisivity $\varepsilon = 0,98$ až $0,99$. Na základě jednotlivých vyzařovacích zákonů byly získány informace o chování šedého tělesa a také o parametrech ovlivňující výsledný teplotní reliéf.

Pro sestavení rovnice termografie byl nejdůležitější Stefan-Boltzmanův vyzařovací zákon, který popisuje celkový zářivý výkon, jenž je generován z jednotky plochy zdroje na všech vlnových délkách při zvolené teplotě. Lze jej vyvodit z Planckova vyzařovacího zákona.

Z takto získaných informací jsme sestavili rovnici termografie. Tato rovnice bere v úvahu rušivé elementy, které jsou nežádoucí při snímání teploty povrchu těla infrakamerami. V rovnici termografie vystupuje Stefan-Boltzmanova konstanta $\sigma_e \approx 5,67 \cdot 10^{-12} [\text{W} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}]$ koeficient reflexe $\rho = 1 - \varepsilon$. Proměnné parametry rovnice termografie jsou emisivita povrchu těla ε , $T_{(a)}$ - teplota reflektovaná od povrchu těla a $T_{(atm)}$ - teplota atmosféry, v níž se záření šíří. Poslední důležitou veličinou je výsledná $T_{(0)}$ - teplota povrchu těla, která bude vyhodnocena a vykreslena v realizovaném termogramu.

Rovnice termografie je vstupem pro vytvoření programu v prostředí MATLAB. Tento program slouží jako učební pomůcka, ke zjištění, jakým způsobem jednotlivé změny veličin v rovnici termografie ovlivňují výsledný termogram. Tento program má tři hlavní části. V první části se načtou dva termogramy, jeden původní barevný a druhý převedený do odstínů šedi. Ve druhé části se počítá spektrální intenzita vyzařování ($M [\text{W} \cdot \text{cm}^{-2}]$) a vytváří se matice rozložení teplot v původním termogramu. Poslední výstupní částí je vykreslení termogramu. Pro tuto část jsme museli vyjádřit z rovnice termografie $T_{(0)}$ teplotu povrchu lidského těla. Tato veličina je reprezentována graficky jako termogram. Při změně jakékoliv veličiny v této rovnici se teplota mění a tím i barevné rozložení v termogramu. Tato změna se projevuje posunem teplot v termografické stupnici, která určuje přiřazení barev jednotlivým teplotám. Jde o změnu zobrazení infračerveného záření, jež je pro lidské oko neviditelné, na okem viditelné barevné spektrum. Tato paleta přiřazuje barvu různým teplotám neboli různému množství tepelné energie. Toto nastavení nám umožňuje okno colormapeditor, který při každém vyhodnocení, musíme nastavit znovu. Existuje možnost uložení předem nastaveného colormapeditoru. Uložení nastaveného colormapeditoru se zamezí úprava palety barev pro jednotlivé teploty, a tím i citlivost (např. pro diagnostiku nádorů s malými teplotními rozdíly). Proto jsem tuto možnost nevolil a nastavení se bude provádět po každém vyhodnocení. Jednotlivá vyhodnocení výsledných termogramů jsou popsány v kapitole 10.

Bohužel v této rovnici a i v programu není zahrnuta vzdálenost mezi termokamerou a pacientem. Vzdálenost zářiče od termokamery může velmi ovlivnit výslednou scénu. S rostoucí vzdáleností snímání dochází k vyšší absorpci v atmosféře a poklesu snímané teploty. Pokud jsou

ale zachovány podmínky pro snímání pacienta infrakamerami v lékařství, neměla by tato veličina značně ovlivnit výslednou scénu. Jinak tomu samozřejmě bude při snímání např. úniku tepla z budov, kde podmínky nelze přizpůsobit měření.

12. Seznam literatury

- [1] DRASTICH, A.: *Infrazobrazovací systémy*. Brno: VUT v Brně, FEI, ÚBEMI, 2001.
- [2] DRASTICH, A.: *Netelevizní zobrazovací systémy*. Brno: VUT v Brně, FEI, ÚBEMI, 2001. 174 s. ISBN: 80-214-1974-1.
- [3] DRASTICH, A.: *Záření v lékařství 3., Infraradiometrické detekční a zobrazovací systémy*. Brno: VUT v Brně, FEKT, ÚBEMI, 1980. 255 s. ISBN: 55-588-80.
- [4] *Infračervené záření* [cit.2009-12-05] Dostupné z WWW: <http://www.paladix.cz/clanky/co-to-je-a-jak-se-chova-infracervene-zareni.html?PLXID=847176b89f8e10fb842b3ac93c0617ca>
- [5] *Elektromagnetické záření* [cit.2009-12-05] Dostupné z WWW: <http://fyzika.jreichl.com/index.php?sekce=browse&page=526>
- [6] *Absolutně černé těleso* [cit.2009-11-20] Dostupné z WWW: <http://fyzika.jreichl.com/index.php?sekce=browse&page=719&print=1>
- [7] *Kirchhoffův vyzařovací zákon* [cit.2009-11-11] Dostupné z WWW: <http://www.pavelr.xf.cz/texty%20ELE/Coulombuv%20zakon.txt>
- [8] DRASTICH, A.: *Klasické zobrazovací systémy v medicíně a ekologii*. E-learning ÚBEMI FEKT VUT Brno, 2008
- [9] ZAPLATÍLEK K, DOŇAR B.: *Matlab pro začátečníky*, Praha: BEN- technická literatura, 2005. 136s. ISBN 80-7300-175-6
- [10] ZAPLATÍLEK K, DOŇAR B.: *Matlab tvorba uživatelských prostředí*, Praha: BEN- technická literatura, 2004. 212s. ISBN 80-7300-130-0
- [11] SVATOŠ, J.: *Zobrazovací systémy v lékařství*. ČVUT, 1993. 241s.
- [12] SANDHAM, J.: *Medical thermography* [cit 2010-05-05] Dostupné z WWW: <http://www.comp.glam.ac.uk/pages/staff/pplassma/MedImaging/Resources/The%20Technique%20.pdf>
- [13] AMMER, K., RING, E.: *The technique of Infra red Imaging in Medicine* [cit 2010-04-07] Dostupné z WWW: <http://www.ebme.co.uk/arts/thermog/>